

JP10337282

Publication Title:

REFLECTION TYPE OXYGEN SATURATION DEGREE MEASURING DEVICE

Abstract:

Abstract of JP10337282

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an oxygen saturation degree measuring device which has a high measuring accuracy even in a relatively low oxygen-saturation-degree range, e.g. 80% or less. **SOLUTION:** The wavelength of light output from a first light emission element 18 is set in the range from 715 to 770 nm as a first wavelength λ_1 at which absorption coefficient varies according to the degree of oxygen saturation of blood, and a second wavelength λ_2 is set in the range from 880 to 940 nm; because the wavelength λ_1 is shorter than the second wavelength λ_2 , it is more likely to be scattered, and light of the wavelength λ_1 can fully reach a blood vessel floor where capillaries exist. Therefore, since a broken line showing the actual degree of oxygen saturation SaO_2 and a rectilinear approximate line indicated by the true line are approximate to each other even in a relatively low oxygen saturation degree region, the accuracy of the degree of oxygen saturation SaO_2 of a living body, calculated from a predetermined relationship and on the basis of the ratio R of the alternate-to-direct component ratio $(AC/DC)_R$ of a first light signal to the alternate-to-direct component ratio $(AC/DC)_{IR}$ of a second light signal by an oxygen saturation degree calculation means 74 which uses the rectilinear approximate line as the preset relationship, is enhanced favorably.

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-337282

(43)公開日 平成10年(1998)12月22日

(51)Int.Cl.⁸

A 6 1 B 5/14

G 0 1 N 33/49

識別記号

3 1 0

F I

A 6 1 B 5/14

G 0 1 N 33/49

3 1 0

K

審査請求 未請求 請求項の数2 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平9-100503

(22)出願日 平成9年(1997)4月17日

(31)優先権主張番号 特願平9-23610

(32)優先日 平9(1997)2月6日

(33)優先権主張国 日本(J P)

(31)優先権主張番号 特願平9-92129

(32)優先日 平9(1997)4月10日

(33)優先権主張国 日本(J P)

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72)発明者 高谷 節雄

山形県山形市小立3-1-6

(72)発明者 野川 雅道

山形県米沢市御廟1丁目2-6

(72)発明者 酒井 寛

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

(72)発明者 西林 秀郎

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

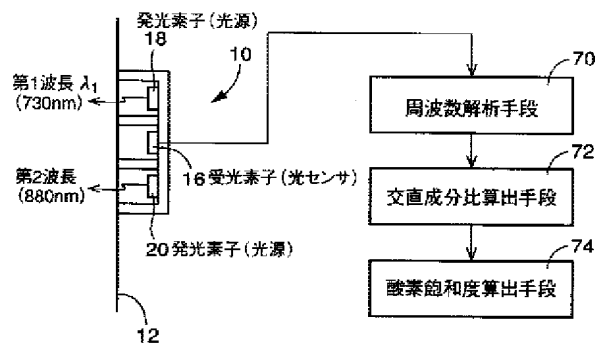
(74)代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54)【発明の名称】 反射型酸素飽和度測定装置

(57)【要約】

【目的】 たとえば80%以下の比較的低い酸素飽和度域でも測定精度の高い酸素飽和度測定装置を提供する。

【構成】 第1発光素子18から出力される光の波長、すなわち血液の酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1波長 λ_1 として、715乃至770nmの範囲に設定され、第2波長 λ_2 が880乃至940nmと設定されていることから、第1波長 λ_1 は第2波長 λ_2 よりも短い波長であるために相対的に散乱を受けやすく、第1波長 λ_1 の光が毛細血管が存在する血管床まで十分に到達し得る。したがって、実際の酸素飽和度 SaO_2 を示す破線と実線に示す直線近似線とが比較的低酸素飽和度領域においても近似しているので、その直線近似線を予め設定された関係として用いる酸素飽和度算出手段74により、その予め設定された関係から上記第1光信号の交直成分比 $(AC/DC)_R$ と第2光信号の交直成分比 $(AC/DC)_{IR}$ との比Rに基づいて算出される生体の酸素飽和度 SaO_2 の精度が好適に高められる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1波長および該第1波長よりも長い第2波長の光を生体組織へ向かって放射する光源と、該生体組織内で散乱された第1波長の後方散乱光および第2波長の後方散乱光をそれぞれ検出して該第1波長の後方散乱光および第2波長の後方散乱光をそれぞれ表す第1光信号および第2光信号を出力する光センサと、予め設定された関係から、該第1光信号の交直成分比と該第2光信号の交直成分比との比に基づいて前記生体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えた反射型酸素飽和度測定装置において、前記第1波長を715乃至770nmとしたことを特徴とする反射型酸素飽和度測定装置。

【請求項2】 前記第2波長を880乃至940nmとしたことを特徴とする請求項1の反射型酸素飽和度測定装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【産業上の利用分野】 本発明は、生体の動脈血の酸素飽和度を測定する反射型酸素飽和度測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 酸素飽和度測定装置の一種に、第1波長および第2波長の光を生体組織へ向かって放射する光源と、その生体組織内で散乱されて光源側へ出てくる第1波長の後方散乱光および第2波長の後方散乱光をそれぞれ検出してその第1波長の後方散乱光および第2波長の後方散乱光をそれぞれ表す第1光信号および第2光信号を出力する光センサと、予め設定された関係から、その第1光信号の交直成分比と第2光信号の交直成分比との比に基づいて、前記生体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えた反射型酸素飽和度測定装置が提案されている。たとえば、特開昭63-92335号公報に記載された反射型酸素飽和度測定装置がそれである。これによれば、虚血操作を行うことなく、連続的に生体の血中酸素飽和度測定を行うことができる。

【0003】

【発明が解決すべき課題】 ところで、上記従来の反射型酸素飽和度測定装置では、たとえば、酸素飽和度に従ってヘモグロビンの吸光係数が変化する第1波長 λ_1 として赤色光である660nm、酸素飽和度に従ってヘモグロビンの吸光係数が変化する第2波長 λ_2 として赤外光である910nmが用いられていた。しかし、上記従来の酸素飽和度測定装置の酸素飽和度算出手段において用いられる予め設定された関係は、最も単純に直線近似された関係が用いられることが多いが、このような直線近似された関係が用いられると、たとえば80%以下の比較的低い酸素飽和度域では、実際の酸素飽和度と測定された酸素飽和度との乖離が大きくなり、十分な測定精度が得られなかった。

【0004】 本発明は以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、たとえば80%以下の比較的低い酸素飽和度域でも測定精度の高い反射型酸素飽和度測定装置を提供することにある。

【0005】 本発明者等は、上記の事情を背景として種々研究を重ねた結果、波長に由来する散乱の相違によって波長毎の浸透深さが異なる結果、光センサにより検出される後方散乱光の光路の生体内深さが異なることから、波長毎に異なる部位の毛細血管からの散乱光に基づいて酸素飽和度が算出されるので、測定精度が低下するという事実を見いだした。特に、第1波長 λ_1 は、第2波長 λ_2 に対して相対的に短い波長であることから、表皮下に位置する真皮および皮下組織すなわち毛細血管が存在する血管床まで十分に到達し難い傾向であると考えられるのである。

【0006】

【課題を解決するための手段】 本発明はかかる知見に基づいて為されたものであり、その要旨とするところは、第1波長および第2波長の光を生体組織へ向かって放射する光源と、その生体組織内で散乱された第1波長の後方散乱光および第2波長の後方散乱光をそれぞれ検出してそれら第1波長の後方散乱光および第2波長の後方散乱光をそれぞれ表す第1光信号および第2光信号を出力する光センサと、予め設定された関係から、上記第1光信号の交直成分比と第2光信号の交直成分比との比に基づいて前記生体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えた反射型酸素飽和度測定装置において、前記第1波長を715乃至770nmとしたことにある。

【0007】

【発明の効果】 このようにすれば、血液の酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1波長が715乃至770nmの範囲内の値とされていることから、第2波長よりも短い波長であるために相対的に散乱を受けやすい第1波長が表皮下に位置する真皮或いは皮下組織すなわち毛細血管が存在する血管床まで十分に到達し得ることから、第1光信号の交直成分比と第2光信号の交直成分比Rと、生体の酸素飽和度との関係の直線性が十分に高められるので、酸素飽和度算出手段により、予め設定された関係から上記第1光信号の交直成分比と第2光信号の交直成分比との比に基づいて算出される前記生体の酸素飽和度の精度が好適に高められる。

【0008】

【発明の他の態様】 ここで、好適には、前記第2波長は880乃至940nmの範囲内の値とされる。このようにすれば、従来に比較して第1波長と第2波長との差が小さくなって、得られる後方散乱光の光路の生体内深さが近似するので、酸素飽和度の精度が一層高められる。

【0009】

【発明の好適な実施の形態】 以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【0010】図1は、反射型プローブを備えた反射型オキシメータすなわち酸素飽和度測定装置の構成を示している。図1において、反射型プローブ10は、たとえば生体の末梢血管の密度が比較的高い額、指等の体表面12に密着した状態で装着される。この反射型プローブ10は、比較的浅い有底円筒状のハウジング14と、体表面12内で散乱を受けて光源側へ出てくる後方散乱光を検知するためにそのハウジング14の底部内面の中央部に設けられ、ホトダイオード或いはホトトランジスタ等から成る受光素子16と、ハウジング14の底部内面の受光素子16を中心とする同一の半径 r の円周上において所定間隔毎に交互に設けられ、LED等から成る複数個（本実施例では8個）の第1発光素子18および第2発光素子20と、ハウジング14内に一体的に設けられ、受光素子16および発光素子18、20を保護するためにそれを覆う透明樹脂22と、ハウジング14内において受光素子16と発光素子18、20との間に設けられ、発光素子18、20から照射された光の体表面12内から受光素子16へ向かう反射光を遮光する円環状の遮光壁24とを備えて構成されている。

【0011】上記第1発光素子18は第1波長 λ_1 たとえば730nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子20は第2波長 λ_2 たとえば880nm程度の波長の赤外光を発光するものである。図2において、1点鎖線は酸素化ヘモグロビン（oxy-hemoglobin）の吸光係数を示し、実線は無酸素化ヘモグロビン（deoxy-hemoglobin）の吸光係数を示している。上記第1波長 λ_1 は、酸素化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンとの吸光係数差が所定値よりも大きい領域すなわち800nmよりも短波長側の領域内の値であって可及的に高い値に設定されており、上記第2波長 λ_2 は、酸素化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンとの吸光係数差が所定値よりも小さい領域すなわち800nmよりも長波長側の領域内の値であって可及的に低い値に設定されている。なお、上記第1波長 λ_1 および第2波長 λ_2 は、必ずしもこれらの波長に限定されるものではなく、酸素化ヘモグロビンの吸光係数と無酸素化ヘモグロビンの吸光係数とが大きく異なる波長と、それら両吸光係数が略同じとなる波長であって、第1波長 λ_1 が体表面12内において表皮下の真皮および皮下組織すなわち毛細血管が多く存在する血管床へ十分に到達できる波長に設定される。

【0012】光源として機能する上記第1発光素子18および第2発光素子20が駆動回路54により交互に駆動されることにより、それら第1発光素子18および第

2発光素子20から体表面12下の生体組織（血管床）へ向かって第1波長 λ_1 の光および第2波長 λ_2 の光が交互に放射されると、生体組織の毛細血管内血液に含まれる血球などにより散乱を受けた後方散乱光が反射光として体表面12から出てくるので、その後方散乱光すなわち生体組織（血管床）内からの反射光が共通の光センサとして機能する受光素子16によりそれぞれ受光され、第1波長 λ_1 の散乱光を示す第1光信号 SV_R および第2波長 λ_2 の散乱光を示す第2光信号 SV_{IR} が出力されるようになっている。

【0013】図3は、上記反射型プローブ10のハウジング14を、その体表面12に対向する面を見た図である。ハウジング14の中央部には受光素子16が配置されており、前記円環状の遮光壁24が同心位置に固定されているとともに、複数個の第1発光素子18および第2発光素子20が、その遮光壁24の外側であって、1点鎖線に示す半径 r の同心円に沿って交互に配列されている。

【0014】上記半径 r は、受光素子16と第1発光素子18および第2発光素子20との中心間隔を示すものである。理論的に言えば、その受光素子16と第1発光素子18および第2発光素子20との中心間隔を示す半径 r が大きいくほど、後方散乱光の経路が長くなって散乱を受ける割合が多くなるので、第1光信号 SV_R の交直成分比 $(AC/DC)_R$ および第2光信号 SV_{IR} の交直成分比 $(AC/DC)_{IR}$ が大きくなると考えられるが、本発明者等の実験によれば、図4に示すように、半径 r が7mmを超えると、交直成分比 $(AC/DC)_R$ および $(AC/DC)_{IR}$ も減少し、ノイズの影響が大きくなって測定精度を低下させる原因となる。また、上記半径 r が大きくなると、受光素子16により検知される後方散乱光が指数関数的に減衰し、測定が不安定となる原因となる。このため、従来では3mm程度に設定されていた上記半径 r を、5乃至7mmの範囲に設定することにより、交直成分比 $(AC/DC)_R$ および $(AC/DC)_{IR}$ に対するノイズの影響が少なくなり、酸素飽和度測定の精度が得られるとともに、受光素子16により検知される後方散乱光のゲインが十分に得られて安定した測定が得られる。なお、上記図4は、三次元光子拡散理論式（数1）を用いて、光源からの距離 r_a の位置における散乱光の強度 $I_{ref}(r_a)$ を求めることによっても証明される。

【0015】

【数1】

$$I_{ref}(r_a) = (2/d) \left[\mu_s / (\mu_s + \mu_a) \right] \cdot \sum A_n \left[1 - e^{-d/d_0} (-1)^n \right] \left[1 - (2r_a)/b \right] \cdot k_1(\gamma_n b) I_1(\gamma_n r_a)$$

但し、 $I_{ref}(r_a)$ = 半径 r_a 内の後方散乱光（反射光）、 d は媒体の厚み、 μ_s は媒体の散乱係数、 μ_a は媒体の吸収係数、 A_n は係数、 d_0 は媒体内への入射光

の浸透距離、 b は光源の半径、 k_1 および I_1 はベッセル関数、 γ_n はアイゲン値、 n は整数である。

【0016】第1発光素子18および第2発光素子20

が数百Hz乃至数kHz程度の比較的高い周波数で一定時間づつ交互に発光させられるので、上記受光素子16は、第1波長 λ_1 の後方散乱光を示す第1光信号 SV_R と第2波長 λ_2 の後方散乱光を示す第2光信号 SV_{IR} を含む光信号SVを増幅器30を介してローパスフィルタ32へ出力する。ローパスフィルタ32は入力された光信号SVから脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された光信号SVをデマルチプレクサ34へ出力する。上記の第1光信号 SV_R 、第2光信号 SV_{IR} は、たとえば図5に示すように脈拍に同期して変化する。

【0017】デマルチプレクサ34は後述の切換信号SCにより第1発光素子18および第2発光素子20の発光に同期して切り換えられることにより、第1波長 λ_1 の赤色光である第1光信号 SV_R をサンプルホールド回路36およびA/D変換器38を介して演算制御回路39内のI/Oポート40へ逐次供給するとともに、第2波長 λ_2 の赤外光である第2光信号 SV_{IR} をサンプルホールド回路42およびA/D変換器44を介してI/Oポート40へ逐次供給する。サンプルホールド回路36、42は、入力された光信号 SV_R 、 SV_{IR} をA/D変換器38、44へ逐次出力する際に、前回出力した光信号 SV_R 、 SV_{IR} についてのA/D変換器38、44における変換動作が終了するまで次に出力する各光信号 SV_R 、 SV_{IR} をそれぞれ保持するためのものである。

【0018】上記第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} は、脈拍に同期して周期的に変化するだけでなく、図5に示すように、呼吸周期 T_{RE} に同期した比較的長周期のうねり変動を含んでいる。血圧値が呼吸周期 T_{RE} に同期して変化すると、生体組織内の毛細血管内の血液容積がその呼吸周期 T_{RE} に同期して変化することから、その毛細血管内の血液の血球によって散乱を受ける第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} もその呼吸周期 T_{RE} に同期した変化を受けると考えられる。上記呼吸周期 T_{RE} は、一般に、脈拍周期の3乃至5倍程度であり、4倍程度が多い。

【0019】上記I/Oポート40は、データバスラインを介してCPU46、ROM48、RAM50、表示器52とそれぞれ接続されている。CPU46は、RAM50の記憶機能を利用しつつROM48に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、I/Oポート40から駆動回路54へ指令信号SLDを出力して第1発光素子18および第2発光素子20を数百Hz乃至数kHz程度の比較的高い周波数で一定時間づつ交互に発光させる一方、それら第1発光素子18および第2発光素子20の発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ34を切り換えることにより、第1光信号 SV_R をサンプルホールド回路36へ、第2光信号 SV_{IR} をサンプルホールド回路42へそれぞれ振り分ける。また、CPU46は、予め記憶されたプログラムに

従って前記第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} がそれぞれ表す光電脈波形に基づいて末梢血管を流れる血液中の酸素飽和度を決定し且つその決定した酸素飽和度 SO_2 を表示器52に表示させる。

【0020】ここで、本実施例においては、更に、ハウジング14にはそのハウジング14の外周面および底部外面を覆うようにキャップ状のゴム部材56が一体的に設けられている。このゴム部材56は、たとえばクロロプレンゴム等を原料ゴムとしてスポンジ状に構成されており、好適な断熱性を備えている。そして、このゴム部材56のハウジング14外周側に位置する部分が両面粘着シート58を介して前記体表面12に固着されることにより、ハウジング14の開口端面および遮光部材24の先端面が体表面12に密着する状態でプローブ10が体表面12に装着されている。なお、図1において、両面粘着シート58は便宜上実際より大幅に厚く描かれている。

【0021】図6は、前記演算制御回路39の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図6において、周波数解析手段70は、高速フーリエ変換法を利用した周波数解析を予め設定された所定の区間毎に施すことにより、受光素子16から出力された第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} から、その所定区間毎の第1光信号 SV_R の交流成分 AC_R および直流成分 DC_R と第2光信号 SV_{IR} の交流成分 AC_{IR} および直流成分 DC_{IR} とをそれぞれ逐次決定する。上記第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} は、生体組織の毛細血管内の血液容積の心拍に同期した脈動に同期して変化させられるので、上記交流成分 AC_R および AC_{IR} は、生体の脈拍数PR(1/分)すなわち脈拍周波数PF(Hz)に相当する周波数成分の信号電力(ワット)として得られ、上記直流成分 DC_R および DC_{IR} は、直流に相当する周波数成分の信号電力(ワット)として得られる。図7には、上記周波数解析によって得られた第1光信号 SV_R 或いは第2光信号 SV_{IR} の周波数スペクトルの例が示されている。

【0022】上記周波数解析手段70により周波数解析が行われる区間は、測定対象の生体の呼吸周期 T_{RE} の半周期或いは1周期の整数倍、たとえば脈拍周期の2或いは4倍の時間の整数倍の時間に設定される。動脈内血圧は呼吸周期に同期して変動することが知られており、これにより生体組織の毛細血管内の血液容積も脈拍に同期して脈動しつつ上記呼吸周期に同期してうねり変動を生じることから、前記第1光信号 SV_R や第2光信号 SV_{IR} もその呼吸周期に同期する変動を受けるので、上記のようにすれば、区間内の信号が平均化されて少なくとも呼吸性変動の影響が好適に解消される。

【0023】交直成分比算出手段72は、上記周波数解析手段70により決定された第1光信号 SV_R の交流成分 AC_R および直流成分 DC_R と第2光信号 SV_{IR} の交

流成分 AC_{IR} および直流成分 DC_{IR} とから、その第1光信号 SV_R の交直成分比 (AC_R/DC_R) と、第2光信号 SV_{IR} の交直成分比 (AC_{IR}/DC_{IR}) とをそれぞれ算出する。

【0024】酸素飽和度算出手段74は、たとえば図8の実線に示す予め設定された式(数2)に示す関係から、前記第1光信号 SV_R の交直成分比 (AC_R/DC_R) と第2光信号 SV_{IR} の交直成分比 (AC_{IR}/DC_{IR}) との比 $R[(AC_R/DC_R)/(AC_{IR}/DC_{IR})]$ に基づいて、前記生体の酸素飽和度 So_2 を算出する。なお、式(数2)において、Aは傾きを示す負の定数であり、Bは切片を示す定数である。

【0025】

【数2】 $So_2 = A \times R + B$

【0026】ここで、第1光信号 SV_R の波長 λ_1 が730nmに設定され、第2光信号 SV_{IR} の波長 λ_2 が880nmに設定されている理由を説明する。すなわち、第1波長 λ_1 を665nm、第2波長 λ_2 を880nm、910nm、或いは940nmとしたときに得られる第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} の強度を、前記の三次元光子拡散理論を示す式(数1)を用いて算出し、それら第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} の交流成分および直流成分を算出したとき、第1光信号 SV_R の交直成分比 (AC_R/DC_R) と第2光信号 SV_{IR} の交直成分比 (AC_{IR}/DC_{IR}) との比 R と酸素飽和度 So_2 との関係は、図9の破線に示すように非線形となって実線に示す直線により近似をすることができない。このため、酸素飽和度 So_2 が80%以下の低い領域においては、測定精度が極端に低下していた。しかし、上記第1波長 λ_1 を730nm、第2波長 λ_2 を880nm、910nm、或いは940nmとしたときは図8の破線に示すようになり、図8の実線に示す上記式(数2)より、酸素飽和度 So_2 が80%以下の低い領域においても直線近似でき、高い測定精度が得られるようになった。第1波長 λ_1 および第2波長 λ_2 の浸透深さが近接したためであると考えられる。なお、第2波長 λ_2 は、880nm、910nm、或いは940nmのいずれの値であっても、上記図8および図9の破線の変化が殆どない。

【0027】図10は、前記演算制御回路39の制御動作の要部を説明するフローチャート図である。図10のステップ(以下、ステップを省略する)S1では、第1波長 λ_1 の後方散乱光を表す第1光信号 SV_R および第2波長 λ_2 の後方散乱光を表す第2光信号 SV_{IR} が読み込まれる。次いで、S2においてタイマカウンタCTの内容に「1」が加算された後、S3において、タイマカウンタCTの内容が予め設定された判断基準時間 T_0 以上となったか否かが判断される。この判断基準時間 T_0 は、後述のS4の周波数解析の対象となる単位区間の時間幅に対応するものであり、呼吸周期 T_{RE} の半周期の整

数倍たとえば測定対象である生体の脈拍周期の2或いは4倍の時間の整数倍の時間に設定されている。

【0028】当初は上記S3の判断が否定されるので、S1以下が繰り返して実行されることにより第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} が連続的に読み込まれる。そして、それら第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} が連続的に読み込まれるうちにS3の判断が肯定されると、前記周波数解析手段70に対応するS4において、上記の単位区間に第1光信号 SV_R および第2光信号 SV_{IR} に対して周波数解析処理がそれぞれ実行されることにより、第1光信号 SV_R の交流成分 AC_R (信号電力値)および直流成分 DC_R (信号電力値)と、第2光信号 SV_{IR} の交流成分 AC_{IR} (信号電力値)および直流成分 DC_{IR} (信号電力値)とが抽出される。

【0029】次いで、前記交直成分比算出手段72に対応するS5では、上記S4において抽出された第1光信号 SV_R の交流成分 AC_R および直流成分 DC_R から、その第1光信号 SV_R の交直成分比 AC_R/DC_R が算出されるとともに、S4において抽出された第2光信号 SV_{IR} の交流成分 AC_{IR} および直流成分 DC_{IR} から、その第2光信号 SV_{IR} の交直成分比 AC_{IR}/DC_{IR} が算出される。

【0030】次いで、前記酸素飽和度算出手段74に対応するS6では、たとえば図8の実線に示す予め設定された関係($So_2 = A \times R + B$)から、第1光信号 SV_R の交直成分比 AC_R/DC_R と第2光信号 SV_{IR} の交直成分比 AC_{IR}/DC_{IR} との比 $R[(AC_R/DC_R)/(AC_{IR}/DC_{IR})]$ に基づいて、生体の酸素飽和度 So_2 が算出される。

【0031】そして、S7では、S6において算出された生体の酸素飽和度 So_2 が表示器52に表示されるとともに、S8においてタイマカウンタCTの内容が「0」にクリアされた後、本ルーチンが終了させられ、再びS1以下が実行される。

【0032】上述のように、本実施例によれば、第1発光素子18から出力される光の波長、すなわち血液の酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1波長 λ_1 として730nmと設定され、第2波長 λ_2 として880乃至940nmと設定されていることから、第2波長 λ_2 よりも短い波長であるために相対的に散乱を受けやすい第1波長 λ_1 の光が表皮下に位置する真皮および皮下組織すなわち毛細血管が存在する血管床まで十分に到達し得る。したがって、図8に示すように、実際の酸素飽和度 So_2 を示す破線と実線に示す直線近似線とが比較的低酸素飽和度領域においても近似していることから、図8に示すように比 R と酸素飽和度 So_2 との関係の直線性が十分に得られるので、その直線近似線を予め設定された関係として用いる酸素飽和度算出手段74(S6)により、その予め設定された関係から上記第1光信号 SV_R の交直成分比 (AC_R/DC_R) と第2光信号

SV_{IR} の交直成分比(AC_{IR}/DC_{IR})との比 $R [= (AC_R/DC_R)/(AC_{IR}/DC_{IR})]$ に基づいて算出される前記生体の酸素飽和度 SO_2 の精度が好適に高められる。

【0033】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様でも適用される。

【0034】たとえば、前述の実施例の第1波長 λ_1 は730nmに設定されていたが、必ずしも丁度730nmでなくてもよく、715~770nmの範囲の値であればよい。図11に示すように、第1波長 λ_1 が715~770nm程度の範囲であれば、比 R と酸素飽和度 SO_2 との関係の直線性が十分に得られるけれども、715nmを下まわる場合にはそれら比 R と酸素飽和度 SO_2 との関係の直線性が十分に得られないために酸素飽和度の算出精度が十分に得られず、また、770nmを上まわる場合にはそれら比 R と酸素飽和度 SO_2 との関係の直線性は十分に得られるけれども比 R に対する酸素飽和度 SO_2 の変化率が高くなり過ぎるので酸素飽和度の算出精度が十分に得られないのである。この図11においても、前記図8或いは9と同様に、第2波長 λ_2 が880nm、910nm、或いは940nmのいずれの値であっても、関係を示す曲線の変化が殆どないし、このように第2波長 λ_2 が880nm乃至940nmの範囲内の値とされることにより、第1波長 λ_1 と第2波長 λ_2 との差が小さくなって表皮からの浸透深さの差が小さくなるので、酸素飽和度の測定精度が一層高められる。

【0035】また、図8の破線は、第2波長 λ_2 が880nm、910nm、940nmの何れであっても殆ど変化がないことから、第2波長 λ_2 は880nm~940nmの範囲内の値であれば、いずれの値であっても差し支えない。

【0036】また、前述の実施例の反射型プローブ10は、ハウジング14の中心位置に設けられた受光素子16と、その受光素子16を取り囲む遮光壁24の外周側位置に設けられた発光素子18、20とを備えたものであったが、それら受光素子16と発光素子18、20との位置が相互に入れ替わった位置であっても差し支えない。

【0037】また、前記実施例では、複数づつ設けられた第1発光素子18および第2発光素子20から互いに波長の異なる光が出力されるように構成されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、それらの発光素子18、20は1個づつであってもよいし、あるいは、波長の異なる光を出力する単一の発光素子が用いられてもよい。

【0038】また、前記実施例では、プローブ10は両

面粘着シート58により体表面12に固着されるように構成されているが、装着バンド等により体表面12に装着されてもよい。

【0039】その他、本発明はその趣旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の酸素飽和度測定装置の構成を示すブロック線図である。

【図2】図1の実施例において利用される第1波長 λ_1 および第2波長 λ_2 と酸素化ヘモグロビンおよび無酸素化ヘモグロビンの吸光係数との関係を示す図である。

【図3】図1の実施例に用いられる反射型プローブの体表面に対向する面を示す図である。

【図4】図3の反射型プローブの受光素子と発光素子との間隔 r と、第1波長 λ_1 および第2波長 λ_2 の交直成分比(AC_R/DC_R)および(AC_{IR}/DC_{IR})との関係を示す図である。

【図5】図4の反射型プローブの受光素子により検知された後方散乱光を示す第1光信号 SV_R 、或いは第2光信号 SV_{IR} の波形を例示するタイムチャートである。

【図6】図1の演算制御回路の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図7】図6の周波数解析手段において解析された第1光信号 SV_R 、或いは第2光信号 SV_{IR} の交流成分 AC_R 、或いは AC_{IR} および直流成分 DC_R 、或いは DC_{IR} を示す図である。

【図8】第1波長 λ_1 を730nm、第2波長 λ_2 を880nm、910nm、或いは940nmとしたときの比 R と酸素飽和度 SO_2 との関係(破線)と、図6の酸素飽和度算出手段において用いられる予め設定された関係(実線)すなわち上記破線の近似直線とを示す図である。

【図9】第1波長 λ_1 を665nm、第2波長 λ_2 を880nm、910nm、或いは940nmとしたときの比 R と酸素飽和度 SO_2 との関係(破線)と、その破線の近似直線とを示す図である。

【図10】図1の演算制御回路の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【図11】第1波長 λ_1 を705nmから800nmまで変化させたときの、比 R と酸素飽和度 SO_2 との関係を示す図である。

【符号の説明】

10：反射型プローブ

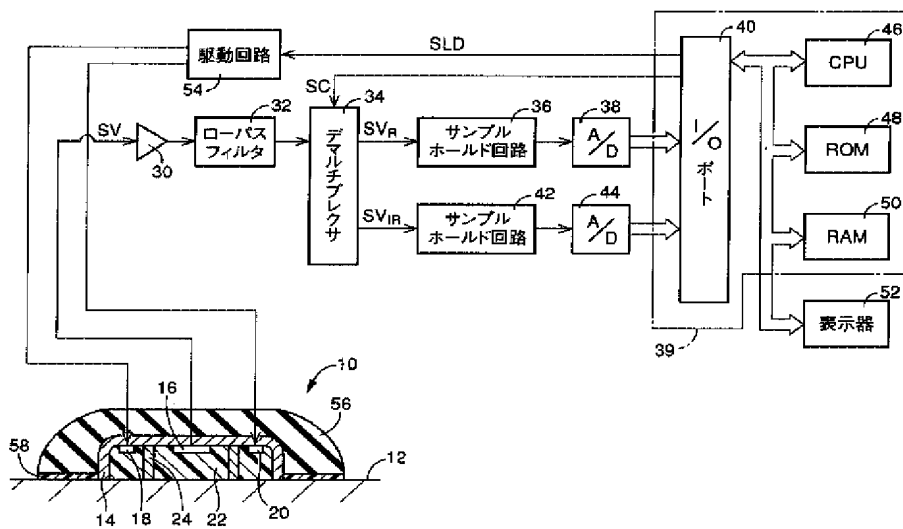
12：体表面

16：受光素子(光センサ)

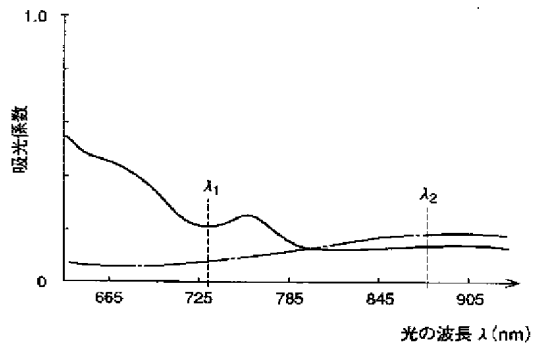
18：第1発光素子、20：第2発光素子(光源)

74：酸素飽和度算出手段

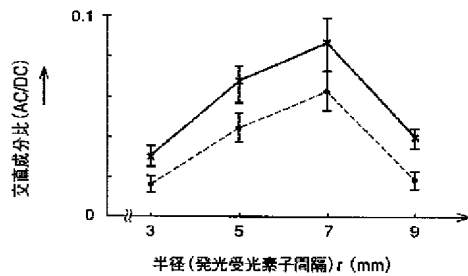
【図1】



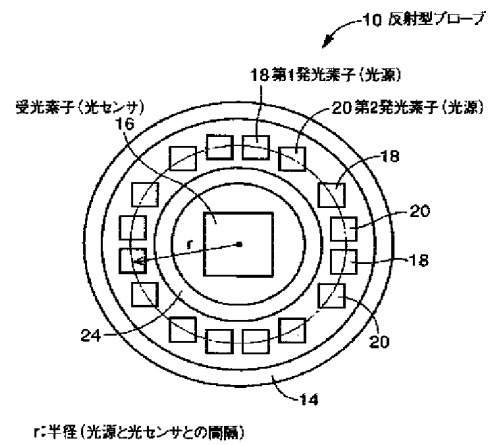
【図2】



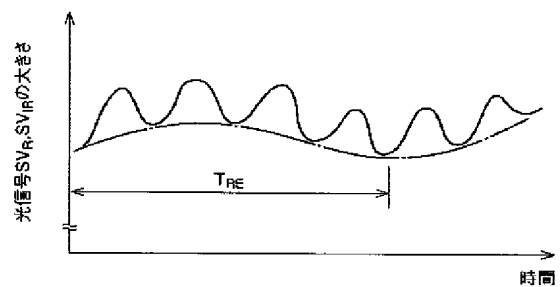
【図4】



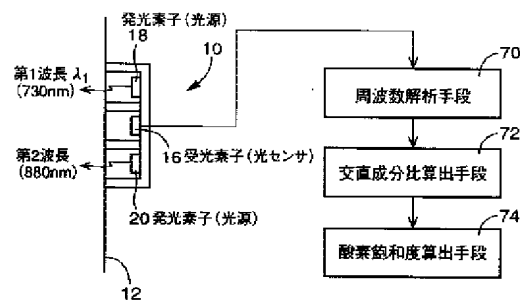
【図3】



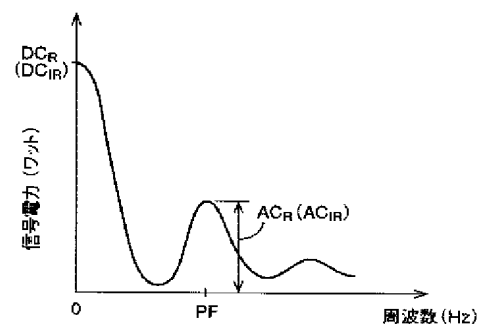
【図5】



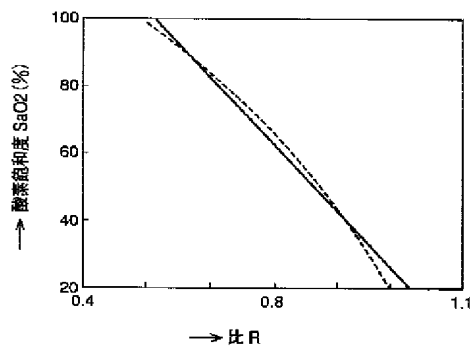
【図6】



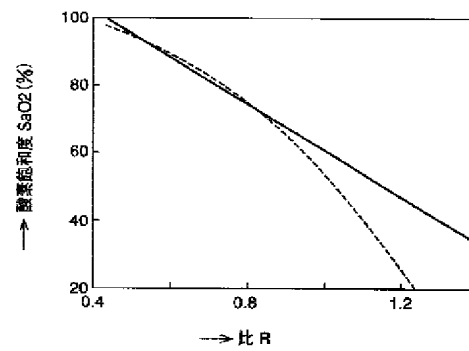
【図7】



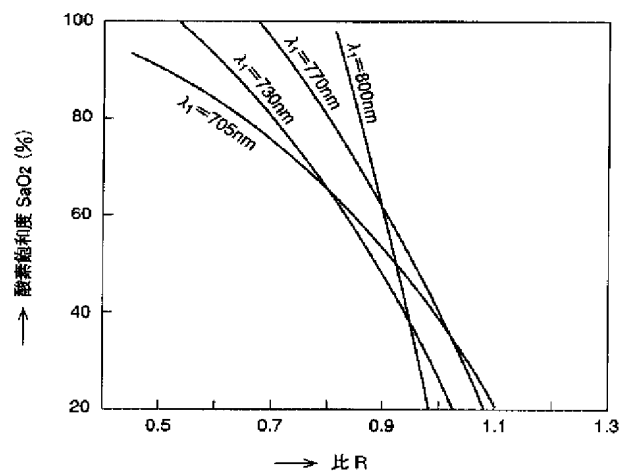
【図8】



【図9】



【図11】



【図10】

